

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



**Análise da Microdureza e Grau de Conversão de Resinas
Compostas *Bulk Fill***

Joana Cristina Gomes Esteves

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

2013

UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA



**Análise da Microdureza e Grau de Conversão de Resinas
Compostas *Bulk Fill***

Joana Cristina Gomes Esteves

Dissertação orientada pela Dr.^a Ana Pequeno

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

2013

*“You cannot expect miracles to happen overnight.
Be patient, be loving and little by little the change you seek will come”*

Leon Brown

Agradecimentos

À Dr.^a Ana Pequeno,
por todo o apoio e preciosa orientação

Aos meus pais,
por tudo que me proporcionaram, e pelo amor incondicional

Ao António,
por todo o amor, carinho, e constante dedicação, e por me fazer feliz todos os dias

À minha irmã,
por estar sempre presente e ser sempre uma grande amiga

Ao Professor Doutor Alexandre Cavalheiro,
pela imprescindível contribuição na realização desta dissertação

Às minhas amigas,
em especial à Ana Torres, pela memorável partilha diária dos últimos anos,
e à Cláudia Duarte, Rita Morão, Ana Sofia Soares, Joana Cruz e Mariana Vaz,
por todos os momentos fantásticos que me proporcionaram, e por toda a amizade

Por último,
A todos com quem passei horas durante a elaboração desta tese,
por terem feito dela uma tarefa muito mais fácil de concretizar

Lista de Abreviaturas

Bis-GMA – Bisfenol-A-Glicidil Dimetacrilato
TEGDMA - Tetraetilenoglicol Dimetracrilato
UDMA - Uretano Dimetacrilato
 μm - Micrómetro
nm - Nanómetro
ISO - *International Organization for Standardization*
SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*
PPRF - Partículas de Resina Pré-Polimerizada
B/T - Base/Topo
Ba - Bário
Al - Alumínio
Si - Silíca
YbF₃ - *Ytterbium Fluoride*
Zr - Zircónia
SiO₂ - Dióxido de Silíca
Mm - Milímetros
mW - miliwatts
cm² – centímetro quadrado
°C – Graus Celsius
KHN - Valor de Dureza Knoop
F - Carga em Newtons (N)
d - Comprimento da Edentação (em mm)
g - grama
p- *p-value*
N - Número da Amostra
% - percentagem

Resumo

Os materiais de resina composta utilizados em Medicina Dentária requerem boas propriedades mecânicas, que lhes confirmem os requisitos necessários para o sucesso clínico.

O objetivo deste estudo foi analisar, através de um estudo *in vitro*, a microdureza e o grau de conversão das novas resinas compostas inseridas no mercado, as resinas *Bulk Fill*, cujos fabricantes alegam polimerizar em profundidades de 4 ou 5 mm.

Relativamente aos materiais e métodos, foram utilizadas três resinas compostas *Bulk Fill* e uma resina composta como grupo de controlo. Foi analisado cada milímetro da espessura da amostra, para verificar a variação dos valores de microdureza; foram também analisados a base e o topo, para determinar o grau de conversão. Todas as amostras foram armazenadas na estufa a 37°C durante, pelo menos, 24 horas, num recipiente preto e opaco, e submetidas ao teste de microdureza *Knoop*. O grau de conversão foi determinado através do *ratio* de microdureza base/topo que, segundo a literatura, é adequado quando superior a 0,80.

Os resultados obtidos demonstraram que há uma diminuição significativa na microdureza de todos os compósitos testados, demonstrada também por um inadequado grau de conversão. Estes resultados foram analisados estatisticamente recorrendo ao teste ANOVA, para um grau de confiança de 95%.

Concluiu-se assim, que as resinas compostas *Bulk Fill* não apresentam propriedades aceitáveis para serem usadas clinicamente, necessitando de melhorias que lhes confirmem os requisitos necessários.

Entende-se que são necessários mais estudos acerca destas propriedades, devido à escassez de artigos sobre o tema, de forma a se obterem mais dados estatisticamente significativos e se poderem extrapolar estas conclusões para a atividade clínica.

Palavras-chave: Resinas Compostas, *Bulk Fill*, Microdureza, Grau de Conversão

Abstract

The composite resin restorative materials used in Dentistry require good mechanical properties to render them the necessary requirements for clinical success.

The aim of this study was to analyze, through an in vitro study, the microhardness and the degree of conversion of the new composite resins introduced in the market, the Bulk Fill resins, whose manufacturers claim polymerization at depths of 4 or 5 mm.

In regards to materials and methods, three Bulk Fill composites and one composite resin (as a control group) were used. To verify the microhardness values, each millimeter of thickness was analyzed, as well as, the bottom and top, to determine the degree of conversion. All samples were stored in a hothouse at 37°C for at least 24 hours in a black and opaque container, and then submitted to a Knoop microhardness test. The degree of conversion was determined through the bottom/ top microhardness ratio, which, according to literature, is suitable when higher than 0.80.

The results demonstrate that there was a significant decrease in hardness for all tested composites. Results also evidenced an inadequate degree of conversion. These results were statistically analyzed using the ANOVA test, with a 95% confident interval.

It was thus concluded that the Bulk Fill composites do not possess acceptable properties for clinical use and still require improvements to grant them the necessary requirements.

It is understood that, due to the scarcity of articles on this topic, more studies are needed on these properties in order to obtain more statistically significant data and findings can be extrapolate to clinical activity.

Key-Words: Composite Resin, Bulk Fill, Microhardness, Degree of Conversion

Índice

Agradecimentos	ii
Lista de Abreviaturas	iii
Resumo	iv
Abstract	v
1. Introdução	1
2. Resinas Compostas	2
3. Classificação das Resinas Compostas	3
3.1. Resinas Compostas convencionais ou macroparticuladas	4
3.2. Resinas Compostas microparticuladas	4
3.3. Resinas Compostas microhíbridas	4
3.4. Resinas Compostas nanohíbridas e nanoparticuladas	5
3.5. Resinas Compostas <i>Bulk Fill</i>	6
4. Propriedades das Resinas Compostas	7
4.1. Propriedades Mecânicas	7
4.1.1. Microdureza	8
4.1.2. Grau de conversão	10
5. Objetivos	12
6. Materiais e Métodos	13
6.1. Obtenção e Preparação das amostras	13
6.1.1. Resinas Compostas Utilizadas	13
6.2. Procedimento	15
6.3. Análise Estatística	15
7. Resultados	18
7.1. Microdureza	18
7.1.1. Estatística Descritiva	18
7.2. Grau de Conversão	22
7.2.1. Estatística Descritiva	22
8. Discussão	24
9. Conclusão	29
Referências Bibliográficas	viii
Anexos	xiv

Índice de Imagens

Imagem 1: Tipos de Resinas Compostas.....	3
Imagem 2: Molde.....	14
Imagem 3: Preparação das amostras.....	14
Imagem 4: Fotopolimerizador.....	14
Imagem 5: Fotopolimerização.....	14
Imagem 6: Estufa.....	14
Imagem 7: Recipiente para amostras.....	14
Imagem 8: Máquina de teste Knoop	15
Imagem 9: Amostra na plataforma Knoop.....	15

Índice de Gráficos

Gráfico 1: Distribuição dos valores de microdureza – Tetric EvoCeram Bulk Fill....	20
Gráfico 2: Distribuição dos valores de microdureza – Filtek Bulk Fill.....	21
Gráfico 3: Distribuição dos valores de microdureza – Sonic Fill.....	21
Gráfico 4: Distribuição dos valores de microdureza – Grandioso	22
Gráfico 5: Distribuição dos valores de grau de conversão.....	23

Índice de Tabelas

Tabela 1: Resinas Compostas utilizadas no trabalho experimental.....	13
Tabela 2: Tabela Anova: Tetric EvoCeram BulkFill.....	16
Tabela 3: Tabela Anova: Filtek Bulk Fill.....	16
Tabela 4: Tabela Anova: Sonic Fill.....	16
Tabela 5: Tabela Anova: Grandioso.....	16
Tabela 6: Tabela Anova: Grau de Conversão.....	16
Tabela 7: Valores de Microdureza - Grupo Tetric EvoCeram BulkFill.....	18
Tabela 8: Valores de Microdureza - Grupo Filtek BulkFill.....	18
Tabela 9: Valores de Microdureza - Grupo Sonic Fill.....	19
Tabela 10: Valores de Microdureza - Grupo Grandioso.....	19
Tabela 11: Valores de Grau de Conversão.....	22

1. Introdução

O uso clínico das resinas compostas tem expandido consideravelmente nos últimos anos, devido a um aumento da demanda por estética pelos pacientes, e também pelo desenvolvimento de novas formulações e simplificações dos procedimentos adesivos (Rodrigues *et al.*, 2010). A técnica incremental tem sido amplamente recomendada, uma vez que gera um maior grau de polimerização e menor degradação marginal. (Poskus *et al.*, 2004; El-Safty *et al.*, 2012a).

Atualmente, de modo a facilitar a técnica de aplicação de compósitos, têm surgido novas resinas compostas, que são polimerizadas em incrementos de 4mm (El-Safty *et al.*, 2012a; van Ende *et al.*, 2012; El-Safty *et al.*, 2012b).

As características intrínsecas das resinas compostas, tais como a dureza e resistência, são propriedades mecânicas cruciais, que proporcionam sucesso clínico do material restaurador. A dureza pode ser explicada como a resistência das estruturas sólidas à endentação permanente ou à penetração. Alterações na dureza podem refletir o estado da reação de presa do material. Materiais com baixa dureza de superfície são mais suscetíveis à rugosidade, e superfícies rugosas podem comprometer a resistência à fadiga do material e provocar falha prematura da restauração (Rodrigues *et al.*, 2010).

Estudos demonstraram que as propriedades mecânicas têm correlação positiva com o grau de conversão dos materiais resinosos, ou seja, quanto maior o grau de conversão dos materiais resinosos, melhores propriedades físicas irão apresentar (Darr *et al.*, 1995).

O objetivo deste trabalho é analisar a microdureza e grau de conversão dos novos compósitos *Bulk Fill*, de forma a constatar se estes devem ser aplicados clinicamente.

2. Resinas Compostas

O uso clínico das resinas compostas tem expandido consideravelmente nos últimos anos, devido a um aumento da demanda estética por parte dos pacientes e, também, pelo desenvolvimento de novas formulações e simplificações dos procedimentos adesivos (Yap *et al.*, 2004b). Estes materiais representam um dos muitos sucessos na investigação moderna de biomateriais, uma vez que substituem o tecido biológico tanto na aparência como na função. Pelo menos, metade das restaurações posteriores são agora realizadas com resinas compostas (Cramer *et al.*, 2011). As resinas compostas são constituídas por três componentes principais: a matriz orgânica, as partículas de carga e os agentes de união (Zimmerli *et al.*, 2010; Cramer *et al.*, 2011).

A matriz orgânica é constituída maioritariamente por Bis-GMA (Bisfenol glicidil dimetacrilato), e como este é altamente viscoso por si só, é misturado em diferentes combinações com monómeros de cadeia curta, tais como o TEGDMA. Quanto menor o conteúdo de Bis-GMA e maior a proporção de TEGDMA, maior a contração de polimerização (Gonçalves *et al.*, 2008).

As partículas de carga são feitas de quartzo, cerâmica ou sílica. Com o aumento do conteúdo de partículas de carga, tanto a contração de polimerização, como o coeficiente de expansão linear e a absorção de água são reduzidos. Por outro lado, a resistência à compressão e à tensão, o módulo de elasticidade e a resistência ao desgaste geralmente aumentam (Kim *et al.*, 2002).

As partículas de carga não só determinam diretamente as propriedades mecânicas das resinas compostas, como também permitem a redução no conteúdo de monómero e, consequentemente, a contração de polimerização. Minimizam também o desgaste, melhoram a translucidez, a opalescência, a radiopacidade, a rugosidade intrínseca e, por isso, o polimento. Têm ainda a capacidade de melhorar a estética e as propriedades de manuseio (Ferracane, 1995). Quanto menores as partículas, melhor o polimento e o brilho, mas a redução do tamanho das partículas e o aumento subsequente no rácio superfície/volume, limitou a carga de partículas alcançável, resultando numa diminuição da maneabilidade e nas propriedades mecânicas (Ferracane, 1995).

A ligação estável entre as partículas de carga e a matriz influencia as propriedades do material. A qualidade da ligação afeta a resistência à abrasão do material restaurador (Manhart *et al.*, 2000). As moléculas do composto têm um grupo silano numa terminação e um grupo metacrilato na outra, e conseguem-se ligar tanto às partículas de carga como

à matriz. A silanização das partículas de carga é importante para a resistência do material (Ikejima *et al.*, 2003).

A composição das resinas compostas tem evoluído significativamente desde que estes materiais foram introduzidos pela primeira vez em Medicina Dentária há mais de 50 anos. Até há bem pouco tempo, as alterações mais importantes envolviam o reforço das partículas de carga. Estas foram propositadamente reduzidas em tamanho para produzir materiais mais fáceis de polir e de um forma eficaz, e também com maior resistência ao desgaste. O último ponto é especialmente necessário em materiais usados para dentes posteriores, mas o primeiro é importante para restaurações em todas as áreas da cavidade oral. As modificações atuais estão mais focadas na matriz polimérica do material, principalmente para desenvolver sistemas com reduzida contração de polimerização, e talvez, o mais importante, com reduzido *stress* de contração, bem como para as tornar auto-adesivas à estrutura dentária (Ferracane, 2011).

A maioria dos compósitos são fotopolimerizáveis, quer com um iniciador de polimerização único, quer com uma formulação dupla contendo também um componente autopolimerizável. O sistema fotoiniciador mais comum é a canforoquinona, acelerada por uma amina terciária, tipicamente aromática (Stansbury, 2000).

3. Classificação das Resinas Compostas

As resinas compostas podem ser distinguidas pelas características das suas partículas de carga, essencialmente pelo seu tamanho (Ferracane, 2011).

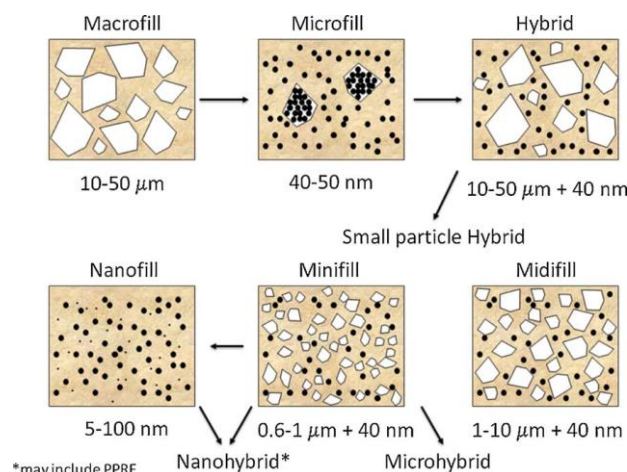


Imagem 1 - Tipos de Resinas Compostas

3.1. Resinas Compostas convencionais ou macroparticuladas

As resinas compostas macroparticuladas, com um tamanho médio compreendido entre 5 e 30 μm , são menos usadas hoje em dia, devido a razões estéticas (Klapdohr & Moszner, 2005). Os compósitos convencionais tinham partículas de tamanhos que excediam 1 μm , sendo considerados muito resistentes, embora difíceis de esculpir, de estabelecer o ponto de contato e de polir, tornando praticamente impossível obter-se uma superfície lisa (Cobb *et al.*, 2000; Ferracane, 2011). A alta contração de polimerização, a baixa resistência à abrasão, bem como a fraca adesão à estrutura dentária são outros problemas destas resinas, que podem levar ao seu insucesso (Ekworapoj *et al.*, 2002).

3.2. Resinas Compostas microparticuladas

Para alcançar o importante parâmetro de estética a longo prazo, os fabricantes começaram a formular os compósitos microparticulados. A quantidade de partículas presentes nestes materiais era baixa, mas podia ser aumentada ao incorporar na matriz partículas de resina pré-polimerizada (PPRF) (Ferracane, 2011).

A perspectiva geralmente aceita hoje em dia, é que os compósitos microparticulados têm as melhores qualidades estéticas, devido ao seu excelente polimento e capacidade de manter uma superfície lisa ao longo do tempo. No entanto, é também aceita que, devido às suas fracas propriedades mecânicas, estes materiais estejam contra-indicados para restaurações sujeitas a mais *stress* (Ilie & Hickel, 2011).

Assim sendo, esta resina composta está indicada apenas para restaurações anteriores (Mitra *et al.*, 2003; Chen *et al.*, 2010; Ilie & Hickel, 2011) e em pacientes que não demonstrem hábitos parafuncionais, sobretudo bruxismo (Puckett *et al.*, 2007). Apresentam outras desvantagens como baixa resistência à flexão, baixo módulo de elasticidade e baixa resistência à compressão (Ilie and Hickel, 2009).

3.3. Resinas Compostas microhíbridas

Devido às características dos compósitos microparticulados, foi necessário encontrar um compromisso para produzir uma adequada resistência, com um, ainda melhor, polimento e estética. Para atingir estes objetivos, o tamanho das partículas dos compósitos convencionais foi reduzido, resultando em materiais com partículas sub-

microscópicas, tipicamente com cerca de 0,4-1,0 μm , que foram inicialmente chamados de *minifills* e atualmente referidos como compósitos microhíbridos (Bayne *et al.*, 1994; Ferracane, 2011).

Estes materiais são considerados compósitos universais uma vez que podem ser usados tanto em restaurações posteriores, como em restaurações anteriores, devido às suas propriedades mecânicas, estéticas e capacidade de polimento (Ferracane, 2011).

3.4. Resinas Compostas nanohíbridas e nanoparticuladas

A maioria dos fabricantes modificou as formulações dos seus microhíbridos para incluir partículas na ordem dos nanômetros, e possivelmente partículas de resina pré-polimerizada, similar àquelas encontradas nos compósitos microparticulados. Este grupo foi denominado de nanohíbridos. No geral, é difícil distinguir os nanohíbridos dos microhíbridos, uma vez que as suas propriedades, tais como a resistência à flexão e módulo de elasticidade tendem a ser semelhantes (Ferracane, 2011).

Os nanocompósitos alegadamente combinam a boa resistência mecânica dos híbridos (Moszner & Salz, 2001; Mitra *et al.*, 2003; Moszner & Klapdohr, 2004) e o melhor polimento dos microparticulados (Turssi *et al.*, 2000). Outros fatores positivos reportados são a grande resistência ao desgaste (Turssi *et al.*, 2005; Terry, 2004; Yap *et al.*, 2004a), características óticas melhoradas (Mitra *et al.*, 2003) e reduzida contração de polimerização (Moszner & Slaz, 2001; Chen *et al.*, 2006). Os nanocompósitos estão disponíveis como nanoparticulados, contendo partículas de vidro e discretas nanopartículas (40-50 nm), e como nanohíbridos, contendo tanto nanopartículas como aglomerações destas partículas, descritas como *nanoclusters* (Mitra *et al.*, 2003). Os *nanoclusters* providenciam um mecanismo distinto de reforço comparados com os microparticulados ou nanohíbridos, resultando numa melhoria significativa para a resistência e fiabilidade (Curtis *et al.*, 2009).

3.5. Resinas Compostas *Bulk Fill*

As vantagens da adesão dentária e da estética, obtidas com as restaurações em resina composta, levaram a um aumento no uso destes materiais na Medicina Dentária restauradora (Poskus *et al.*, 2004; Park *et al.*, 2008; Kwon *et al.*, 2012). No entanto, a restauração de dentes posteriores é suscetível de falhar devido ao desgaste, sensibilidade pós-operatória e pequena profundidade de polimerização (Poskus *et al.*, 2004).

Diversos fatores podem influenciar o grau de conversão das resinas compostas nas porções mais profundas das cavidades preparadas, tais como a distância da luz fotopolimerizadora à superfície do compósito e a espessura dos incrementos de compósito (Poskus *et al.*, 2004).

A técnica de colocação incremental foi largamente recomendada uma vez que minimiza a contração de polimerização e, conseqüentemente, o *stress* produzido na interface adesiva. Quando pequenos incrementos são colocados e fotopolimerizados, o fator C é reduzido. Além disso, a luz pode atingir adequadamente as camadas mais profundas e levar a uma maior polimerização, reduzindo, por isso, uma possível degradação marginal que pode ocorrer se a polimerização for incompleta (Poskus *et al.*, 2004; El-Safty *et al.*, 2012a). A adequada polimerização resulta em propriedades físicas aumentadas, melhor adaptação marginal, e citotoxicidade reduzida da resina composta. Uma polimerização inadequada pode resultar na reduzida conversão dos componentes da resina composta e, por isso, num conteúdo com maior remanescente de monómero residual. Este monómero residual, em adição a outros inconvenientes nos materiais tais como propriedades mecânicas fracas, aumenta a citotoxicidade da resina composta (El-Safty *et al.*, 2012a). Os objetivos desta técnica são alcançar uma polimerização mais efetiva ao longo da restauração, prevenir a formação de falhas devidas ao *stress* de polimerização e alcançar uma adesão adequada do compósito à estrutura dentária (Poskus *et al.*, 2004; van Ende *et al.*, 2012; El-Safty *et al.*, 2012a).

Apesar destes benefícios, a técnica incremental tem desvantagens. Estas podem incluir: a possibilidade de incorporar espaços vazios ou contaminação entre camadas de compósito, falhas adesivas entre incrementos, dificuldade na colocação devido ao acesso limitado nas preparações conservativas, e o aumento do tempo requerido para colocar e polimerizar cada camada (El-Safty *et al.*, 2012a).

Ainda assim, tendo em conta todos os seus benefícios, foi proposto colocar a resina composta em incrementos com um máximo de 2 mm de espessura. No entanto,

alguns fabricantes introduziram, recentemente no mercado, novas resinas compostas que sugere polymerizar em incrementos de 4 mm (El-Safty *et al.*, 2012b; van Ende *et al.*, 2012; El-Safty *et al.*, 2012a) ou 5 mm de espessura (Abbas *et al.*, 2003; Poskus *et al.*, 2004; Fleming *et al.*, 2008). Consequentemente é sugerida uma redução no tempo de consulta, e um processo restaurador menos stressante e mais confortável (El-Safty *et al.*, 2012a). Um dos problemas resultantes desta técnica é a dificuldade em obter uma adequada polimerização nas porções mais profundas da restauração (Poskus *et al.*, 2004). O nome atribuído a este novo material é *Bulk Fill*.

Diversos autores recomendaram que os materiais de resina composta *Bulk fill* devam possuir algumas características importantes. Estas incluem uma reduzida contração de polimerização, maior escoamento para permitir uma melhor adaptação à cavidade, facilidade de dispensar com a mínima manipulação, características físicas aumentadas e profundidade de polimerização melhorada, sendo pelo menos 4 mm. Uma forma de alcançar a última recomendação é criar um material translúcido, e consequentemente altamente condutor da transmissão luminosa (El-Safty *et al.*, 2012a).

Ultimamente há uma tendência para diminuir o número de incrementos nas restaurações diretas em resina composta, e encorajar o uso da técnica *Bulk fill*. No entanto, preocupações com o resultado final ou com a falta de um material *Bulk fill* adequado, desencorajam a maioria dos clínicos de implementar tais técnicas (El-Safty *et al.*, 2012a).

4. Propriedades das Resinas Compostas

4.1. Propriedades Mecânicas

As propriedades físicas, tais como a resistência à flexão, módulo de flexão, absorção de água, solubilidade ou microdureza, são importantes parâmetros para caracterizar materiais como as resinas compostas. Métodos para investigar alguns destes parâmetros são descritos pela norma ISO 4049 para materiais restauradores poliméricos e cimentos (Janda *et al.*, 2006).

As propriedades físicas, óticas e mecânicas das resinas compostas melhoraram significativamente. No entanto, as resinas compostas possuem duas propriedades indesejáveis, o *stress* e a contração de polimerização, que contribuem para problemas clínicos na integridade da margem da restauração. Propriedades como grau de

polimerização, absorção, solubilidade ou dureza, são interdependentes. Estas propriedades dependem da natureza do monómero, do grau de conversão, do tipo, da morfologia e da percentagem das partículas de carga (Wey *et al.*, 2011; Kusgoz *et al.*, 2011), o que afeta fortemente o comportamento das restaurações clínicas (Weinmann *et al.*, 2005; Kusgoz *et al.*, 2011; Anusavice, 2013).

A dureza de um material restaurador é um indicador da sua maleabilidade e capacidade de polimento, e é muitas vezes um preditor da resistência ao desgaste (Anusavice, 2013).

As dificuldades que estão associadas à manutenção das propriedades dos materiais restauradores, que sofrem constante *stress* térmico e mecânico no ambiente oral, necessitam de uma contínua otimização destes materiais (Porto *et al.*, 2013).

4.1.1. Microdureza

A dureza pode ser amplamente definida como a resistência à edentação ou à penetração permanente da superfície e é uma das propriedades mais importantes para comparação dos materiais restauradores (Tantbijorn *et al.*, 2003; Yap *et al.*, 2004b; Marovic *et al.*, 2012). As propriedades físicas das resinas compostas estão relacionadas com o tipo de partículas de carga, o tamanho e a carga, sendo também dependentes do grau de conversão da matriz resinosa (Bouschlicher *et al.*, 2004).

Ferracane, demonstrou uma boa correlação entre o aumento da dureza e o aumento do grau de conversão, mas concluiu que um número de dureza absoluto não poderia ser usado para prever o grau de conversão, quando compósitos diferentes eram usados (Ferracane, 1985). De facto, o grau de conversão decresce mais rapidamente que a dureza, com o aumento da profundidade da amostra. A irradiação com luz polimerizadora, a duração da exposição e a transmissão de luz no compósito são variáveis que afetam significativamente a dureza e o grau de conversão com a profundidade da amostra. (Bouschlicher *et al.*, 2004)

A dureza está geralmente correlacionada com a força mecânica, rigidez e resistência ao desgaste intraoral. Quanto à diferença entre os materiais, estas podem ser atribuídas ao seu diferente conteúdo de partículas, isto porque foi referido que um aumento do conteúdo de partículas poderia tornar a penetração da luz mais difícil. Aparentemente, maiores valores de microdureza são alcançados com menores partículas de carga (Hubbezoglu *et al.* 2007).

Diversos métodos diretos e indiretos podem ser utilizados para avaliar a profundidade de polimerização. Espectroscopia infravermelha e ressonância eletrônica podem quantificar diretamente a percentagem de ligações duplas de carbono convertidas em ligações simples durante a reação de polimerização. No entanto, estes métodos são complexos, demorados e dispendiosos. O uso de testes de dureza tornou-se muito popular, devido à sua técnica relativamente simples e à fiabilidade dos resultados obtidos. Outra vantagem que pode ser citada nestes testes é a correlação entre os valores de dureza e o grau de conversão, a qual foi demonstrada na literatura (Poskus *et al.*, 2004). De todos os testes usados unicamente ou em combinação, a microdureza do teste *Knoop* demonstrou ser o melhor preditor de conversão (Rueggeberg *et al.*, 1988). Além disso, é o método mais comumente indicado para avaliação dos materiais poliméricos, tais como as resinas compostas, uma vez que minimiza o efeito de recuperação elástica frequentemente observada nestes materiais (Poskus *et al.*, 2004).

Os testes de dureza consistem na edentação de uma ponta estática diamantada sob carga no material testado, durante certo período de tempo. Após a remoção da carga, a impressão microscópica obtida é avaliada. Para o teste de *Knoop* a ponta é de forma rombóide e as medidas são registadas na diagonal mais longa da impressão. No teste de dureza *Vickers* a ponta é piramidal e por isso uma forma quadrada é obtida. As medidas são feitas em ambas as diagonais e valores médios são obtidos. Para materiais poliméricos tais como as resinas compostas, após remoção da carga o fenómeno de recuperação elástica está presente e consequentemente afetaria ambas as diagonais na impressão de *Vickers*, mascarando por isso os resultados. Numa impressão de *Knoop* a recuperação elástica iria afetar maioritariamente a diagonal menor e, consequentemente, influenciar menos os resultados obtidos. Por esta razão, atualmente, a ponta *Knoop* é a mais utilizada quando se estudam estes materiais (Poskus *et al.*, 2004).

A edentação é uma medição versátil devido à sua facilidade de uso. Avanços na instrumentação fizeram da edentação uma ferramenta de investigação útil para diferentes sistemas através de escalas de tamanho, e para numerosas disciplinas científicas. Para além dos motivos já mencionados, outras razões para a sua popularidade são a relativa simplicidade da preparação dos espécimes e o facto de um único espécimen possa ser indentado diversas vezes. Diferentes volumes de materiais podem ser examinados por uma escolha adequada da geometria da ponta e da carga. (El-Safty *et al.*, 2012b).

Atualmente já existem ao nosso dispor pontas de edentação na ordem de grandeza dos nanómetros. Apesar das técnicas de nanoedentação poderem ser úteis para a caracterização de materiais homogêneos, elas são inapropriadas para determinar as propriedades de materiais bifásicos tais como as resinas compostas. As partículas de reforço usadas nestes materiais podem ser maiores que a ponta do nanoedentador. Nesta situação, as medidas obtidas podem refletir apenas as propriedades mecânicas das partículas de carga ou da matriz, e não do material combinado (El-Safty *et al.*, 2012b).

4.1.2. Grau de conversão

Durante a fotopolimerização dos compósitos à base de dimetacrilato, a transformação de um material inicialmente viscoso, num material sólido viscoelástico é acompanhada por uma contração significativa e um aumento no módulo de elasticidade. Clinicamente, o *stress* é gerado na interface entre o dente e a restauração, uma vez que o compósito está aderido a um substrato rígido, representado pelas paredes dentárias preparadas. A contração e o módulo de elasticidade são, de certo modo, definidos pelo grau de conversão, que por sua vez está relacionado com a energia luminosa total. (Calheiros *et al.*, 2008).

O ratio de microdureza base-topo (B/T), variante de 0.8 a 0.9, é um critério importante para verificar a eficiência da polimerização em áreas mais profundas, quando comparada à da superfície localizada mais perto da fonte luminosa. Teoricamente, a dureza na superfície da base de uma resina composta polimerizada deve ser pelo menos 80% (0.8) da dureza na superfície do topo (Bouschlicher *et al.*, 2004; Hubbezoglu *et al.*, 2007).

Estudos *in vitro* verificaram que a conversão insuficiente pode causar reações alérgicas e estimular o crescimento bacteriano nas margens das restaurações, podendo ainda os monómeros atuar como plastificantes e comprometer as propriedades mecânicas dos compósitos (Calheiros *et al.*, 2008).

O grau de conversão demonstrou afetar grandemente as propriedades físicas deste material restaurador, variando com a massa do espécimen uma vez que o processo de conversão é dependente da energia luminosa para ativação (Rueggeberg *et al.*, 1988). O grau de conversão é um importante parâmetro na determinação das propriedades físicas, mecânicas e biológicas finais dos compósitos fotopolimerizados. Foi demonstrado que as propriedades das resinas compostas tendem a melhorar à medida que o grau de

conversão atingido aumenta. Por exemplo, uma conversão aumentada pode resultar numa quantidade menor de monómero não convertido, levando a uma maior compatibilidade da restauração (Asmussen, 1982; Eliades *et al.*, 1987; Schneider *et al.*, 2006).

5. Objetivos

Com a realização deste trabalho, pretende-se avaliar as propriedades mecânicas das resinas compostas *Bulk Fill*, e perceber se poderão, ou não, ser usadas clinicamente. Para isso, pretende-se avaliar a variação dos valores de microdureza ao longo da profundidade da amostra, e determinar o grau de conversão obtido nas amostras em estudo.

Foram estabelecidas duas hipóteses nulas: 1^a – “A microdureza das resinas compostas não se altera com o aumento da profundidade da restauração” e 2^a – “O grau de conversão não é inferior a 0,8 em resinas compostas com incrementos de 4 mm”.

6. Materiais e Métodos

6.1. Obtenção e Preparação das amostras

6.1.1. Resinas Compostas Utilizadas

Para a realização deste trabalho foram utilizadas três resinas compostas do tipo *Bulk Fill*: Tetric EvoCeram BulkFill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), Filtek Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, USA) e Sonic Fill (Kerr, Bioggo, Switzerland), e um compósito comum como grupo de controlo: Grandioso (Voco, Cuxhaven, Germany). Foram preparadas 10 amostras de cada tipo de resina composta, descritas na tabela 1.

Nome	Fabricante	Classificação	Composição	Tamanho das Partículas	% de Partículas de Carga (vol)
Tetric EvoCeram BulkFill	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	Nano-híbrido	Matriz: Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA Partículas de Carga: vidro Ba-Al-Si, YbF ₃ , óxidos esféricos	550 nm	61%
Filtek Bulk Fill	3M ESPE St. Paul, USA	Micro-híbrido	Matriz: Bis-GMA, Bis-EMA(6), UDMA, Procrylat Partículas de Carga: Zr, Si, YbF ₃	0,01 a 3,5 µm (média 0,6 µm)	42,5%
Sonic Fill	Kerr, Bioggo, Switzerland	Nano-híbrido	Matriz: Ethoxylated bisphenol-A-dimethacrylate, BisphenolA-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl) ether, Triethyleneglycoldimethacrylate, 3-trimethoxysilylpropyl methacrylate Partículas de Carga: SiO ₂ , vidro, óxidos, químicos		40%
Grandioso	Voco, Cuxhaven, Germany	Nano-híbrido	Matriz: Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA Partículas de Carga: cerâmica vítrea, SiO ₂	20-40 nm	89%

Tabela 1 - Resinas Compostas utilizadas no trabalho experimental

Para a preparação das amostras, foram utilizados moldes de silicone em forma de paralelepípedo retangular, com 4mm de altura, 3,5mm de largura e 2mm de espessura.

Colocou-se a resina composta no molde, com uma espátula de inserção, num só incremento. Sobrepos-se uma matriz de acetato e, posteriormente, uma placa de vidro, aplicando-se pressão sobre a mesma de forma a eliminar excessos de material.

De seguida, as amostras foram polimerizadas apenas na superfície superior, com um fotopolimerizador Optilux Demetron (Kerr Hawe, Bioggo, Switzerland), com intensidade de 550 mW/cm^2 , controlada periodicamente por um radiômetro Demetron 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, USA). Cada compósito foi polimerizado durante o tempo recomendado pelas normas do fabricante: Tetric EvoCeram Bulk Fill – 20 s, Filtek Bulk Fill (U) – 20 s, Sonic Fill – 50 s, Grandioso – 20 s.

Após a polimerização das amostras, os excessos foram removidos com uma lâmina de bisturi nº 15, e as amostras foram colocadas em água destilada a 37°C durante, pelo menos, 24 horas, num recipiente preto e opaco, de forma a evitar a entrada de luz, e devidamente identificadas.



Imagem 2 - Molde

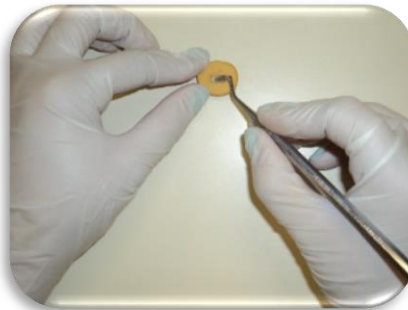


Imagem 3 - Preparação das amostras



Imagem 4 - Fotopolimerizador

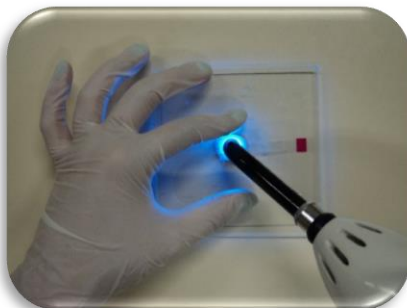


Imagem 5 - Fotopolimerização



Imagem 6 - Estufa

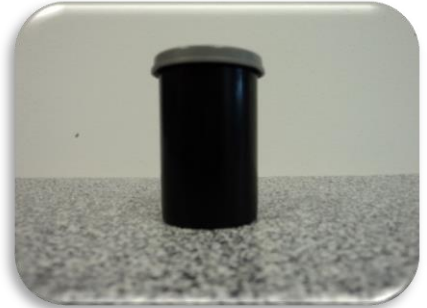


Imagem 7 - Recipiente para amostras

6.2. Procedimento

Para a determinação da microdureza, recorreu-se ao teste de Microdureza *Knoop* nº de série 565587 (Duramin, Struers, A/S, DK 2750, Ballerup, Denmark). Em cada amostra, foi analisado cada milímetro dos 4 milímetros de altura, a base e o topo – cada um descrito como “camada”, sendo a camada 1 a mais superior e a 4 a mais inferior. Foram feitas 5 indentações por camada, num total de 30 indentações por amostra. A carga aplicada foi de 490,6 mN, durante 5 segundos.

O valor de dureza *Knoop* (KHN) é calculado através da fórmula:

$$\text{KHN} = 1,451 (F/d^2)$$

Onde,

F representa a carga em Newtons (N)

d representa o comprimento da edentação, em mm

A amostra foi colocada na plataforma do dispositivo, de forma a ficar perpendicular ao eixo do edentador. Foi selecionada a objetiva 40x e a área da amostra para realizar a edentação, procedendo-se à focagem e, posteriormente, à edentação. Após a edentação, procedeu-se à medição da diagonal maior da mesma, registrando-se o valor de microdureza.

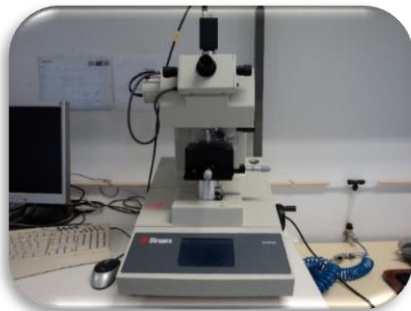


Imagem 8 - Máquina de teste Knoop

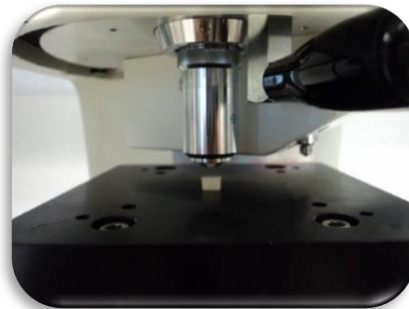


Imagem 9 - Amostra na plataforma Knoop

6.3. Análise Estatística

A análise estatística foi realizada através do programa de *software* SPSS 19.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Para verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os valores de microdureza das 4 camadas analisadas, e entre o grau de conversão dos 4 grupos analisados, foi utilizado o teste ANOVA para um grau de confiança de 95%. Foi

realizado um teste paramétrico uma vez que se cumpriam os pressupostos para a realização dos mesmos.

ANOVA					
Valores Microdureza					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig. (p)
Between Groups	11911,406	3	3970,469	5,378	,004
Within Groups	26575,783	36	738,216		
Total	38487,189	39			

Tabela 2 - Teste Anova: Grupo Tetric EvoCeram BulkFill

ANOVA					
Valores Microdureza					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig. (p)
Between Groups	727,906	3	242,635	17,712	,000
Within Groups	493,149	36	13,699		
Total	1221,055	39			

Tabela 3 - Teste Anova: Grupo Filtek Bulk Fill

ANOVA					
Valores Microdureza					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig. (p)
Between Groups	19461,229	3	6487,076	113,601	,000
Within Groups	2055,738	36	57,104		
Total	21516,967	39			

Tabela 4 - Teste Anova: Grupo Sonic Fill

ANOVA					
Valores Microdureza					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig. (p)
Between Groups	3000,879	3	1000,293	47,088	,000
Within Groups	764,749	36	21,243		
Total	3765,628	39			

Tabela 5 - Teste Anova: Grupo Grandioso (Controlo)

ANOVA					
Grau de Conversão					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig. (p)
Between Groups	,699	3	,233	29,301	,000
Within Groups	,286	36	,008		
Total	,985	39			

Tabela 6 - Teste Anova: Grau de Conversão

A análise ANOVA revelou existir diferenças estatisticamente significativas entre camadas ($p \leq 0,05$), tal como entre o grau de conversão entre os grupos ($p \leq 0,05$). As múltiplas comparações foram feitas recorrendo ao teste pos-hoc de Scheffe.

7. Resultados

7.1. Microdureza

7.1.1. Estatística Descritiva

As tabelas 7, 8, 9 e 10 representam a estatística descritiva da microdureza dos grupos: Tetric Evoceram Bulkfill, Filtek Bulk Fill, Sonic Fill e Grandioso, respetivamente. Nelas estão representados os valores médios de microdureza de cada camada analisada, e o desvio padrão para cada uma delas.

Estatística Descritiva – Tetric EvoCeram Bulkfill					
Valores de Microdureza					
Camada	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
1	10	27,70	161,14	67,23 ^a	42,13
2	10	18,66	101,56	50,68 ^{a,b}	29,79
3	10	16,28	64,88	27,83 ^b	15,34
4	10	19,10	42,66	25,24 ^b	7,47

Tabela 7 - Grupo Tetric EvoCeram BulkFill: Médias e desvio padrão dos valores de microdureza. Médias assinaladas com a mesma letra são estatisticamente semelhantes para $p \leq 0,05$

Estatística Descritiva – Filtek Bulk Fill					
Valores de Microdureza					
Camada	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
1	10	16,08	37,64	27,48 ^a	6,10
2	10	17,14	27,90	22,08 ^b	3,64
3	10	15,84	20,36	18,03 ^{b,c}	1,66
4	10	15,80	19,82	16,44 ^c	1,26

Tabela 8 - Grupo Filtek Bulk Fill: Médias e desvio padrão dos valores de microdureza. Médias assinaladas com a mesma letra são estatisticamente semelhantes para $p \leq 0,05$

Estatística Descritiva – Sonic Fill					
Valores de Microdureza					
Camada	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
1	10	58,04	89,10	71,62 ^a	10,47
2	10	26,14	54,98	39,46 ^b	10,37
3	10	15,88	24,16	18,70 ^c	3,12
4	10	15,84	19,84	16,82 ^c	1,27

Tabela 9 - Estatística Descritiva: Grupo Sonic Fill: Médias e desvio padrão dos valores de microdureza. Médias assinaladas com a mesma letra são estatisticamente semelhantes para $p \leq 0,05$

Estatística Descritiva – Grandioso					
Valores de Microdureza					
Camada	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
1	10	29,42	51,92	38,98 ^a	7,70
2	10	19,54	34,30	25,78 ^b	4,51
3	10	15,80	21,44	18,25 ^c	1,91
4	10	15,84	19,26	17,36 ^c	1,30

Tabela 10 - Grupo Grandioso (Controlo): Médias e desvio padrão dos valores de microdureza. Médias assinaladas com a mesma letra são estatisticamente semelhantes para $p \leq 0,05$

Após a observação dos dados, verifica-se que em todos os grupos há diminuição da microdureza da camada 1 (maior microdureza) para a camada 4 (menor microdureza).

Os valores médios obtidos de microdureza foram, para cada compósito, por ordem decrescente, Tetric EvoCeram Bulk: $67,23 \pm 42,13$ para a camada 1, $50,68 \pm 29,79$ para a camada 2, $27,83 \pm 15,34$ para a camada 3, $25,24 \pm 7,47$ para a camada 4; Filtek Bulk Fill: $27,48 \pm 6,10$ para a camada 1, $22,08 \pm 3,64$ para a camada 2, $18,03 \pm 1,66$ para a camada 3, $16,44 \pm 1,26$ para a camada 4; Sonic Fill: $71,62 \pm 10,47$ para a camada 1, $39,46 \pm 10,37$ para a camada 2, $18,70 \pm 3,12$ para a camada 3, $16,82 \pm 1,27$ para a camada 4; Grandioso: $38,98 \pm 7,70$ para a camada 1, $25,78 \pm 4,51$ para a camada 2, $18,25 \pm 1,91$ para a camada 3, $17,36 \pm 1,30$ para a camada 4.

Após determinar a existência de diferenças estatisticamente significativas com o teste ANOVA para um grau de confiança de 95 %, foi utilizado o teste de Scheffe para verificar entre que camadas, de cada grupo, existiam estas diferenças estatisticamente significativas.

Este teste permitiu então obter estes dados, sendo que as diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$), se encontram representadas no gráficos 1, 2, 3 e 4.

Nestes gráficos encontra-se ainda a distribuição dos valores de microdureza relativos às camadas dos 4 grupos experimentais.

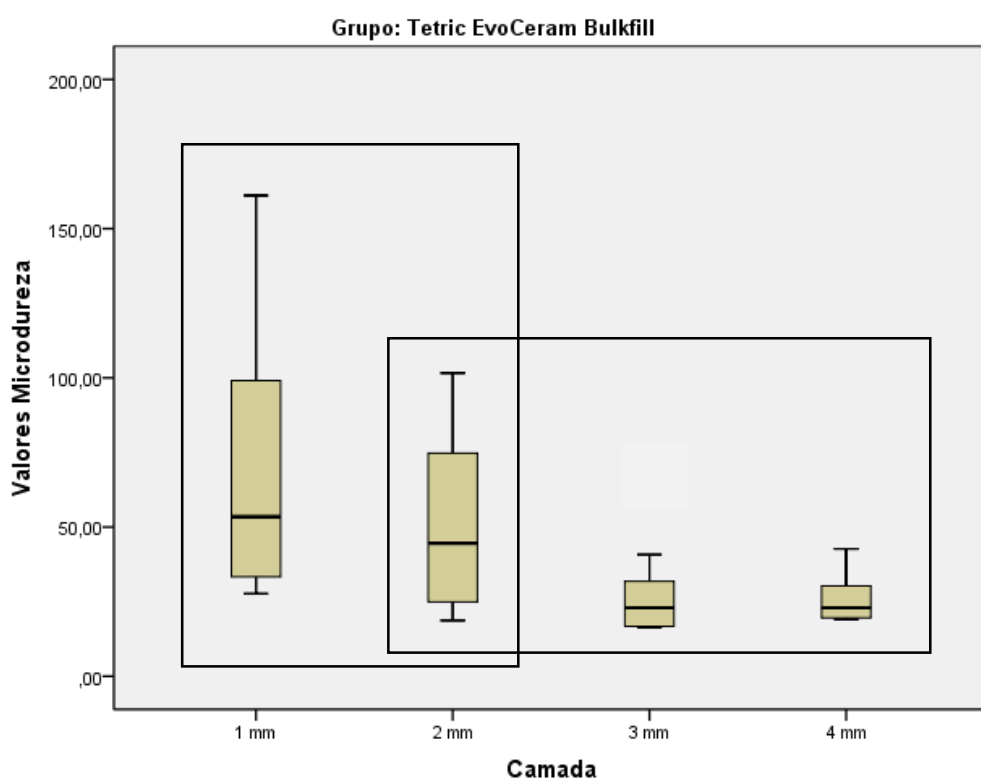


Gráfico 1 - Distribuição dos valores de microdureza do Grupo Tetric EvoCeram BulkFill. Médias assinaladas com o mesmo retângulo são estatisticamente semelhantes

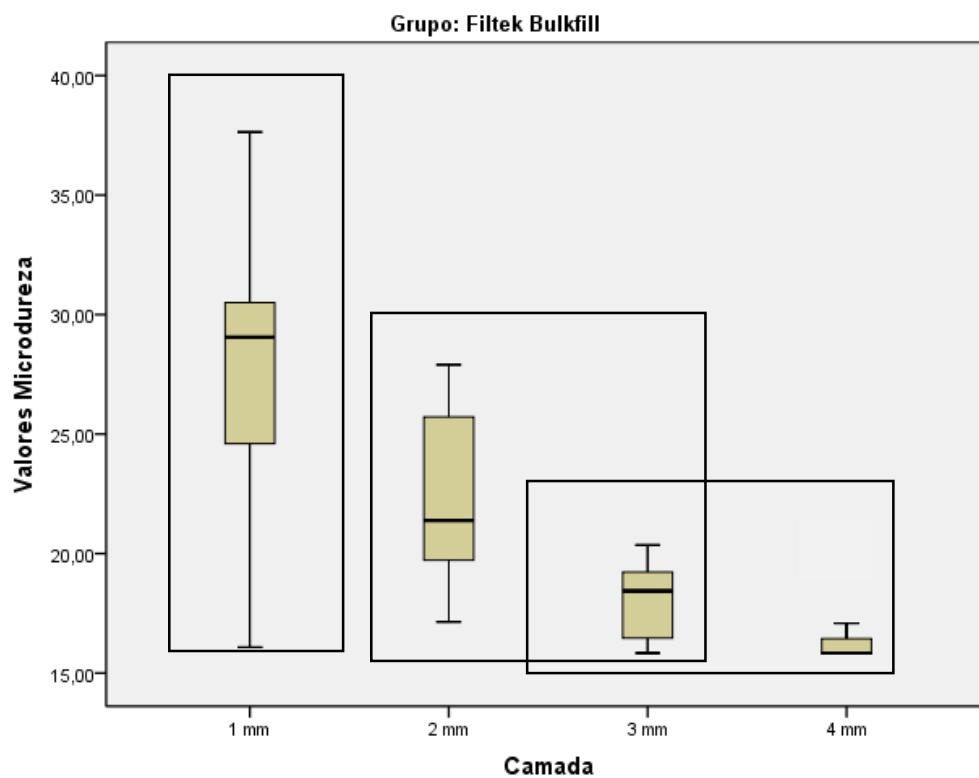


Gráfico 2 - Distribuição dos valores de microdureza do Grupo Filtek Bulk Fill. Médias assinaladas com o mesmo retângulo são estatisticamente semelhantes

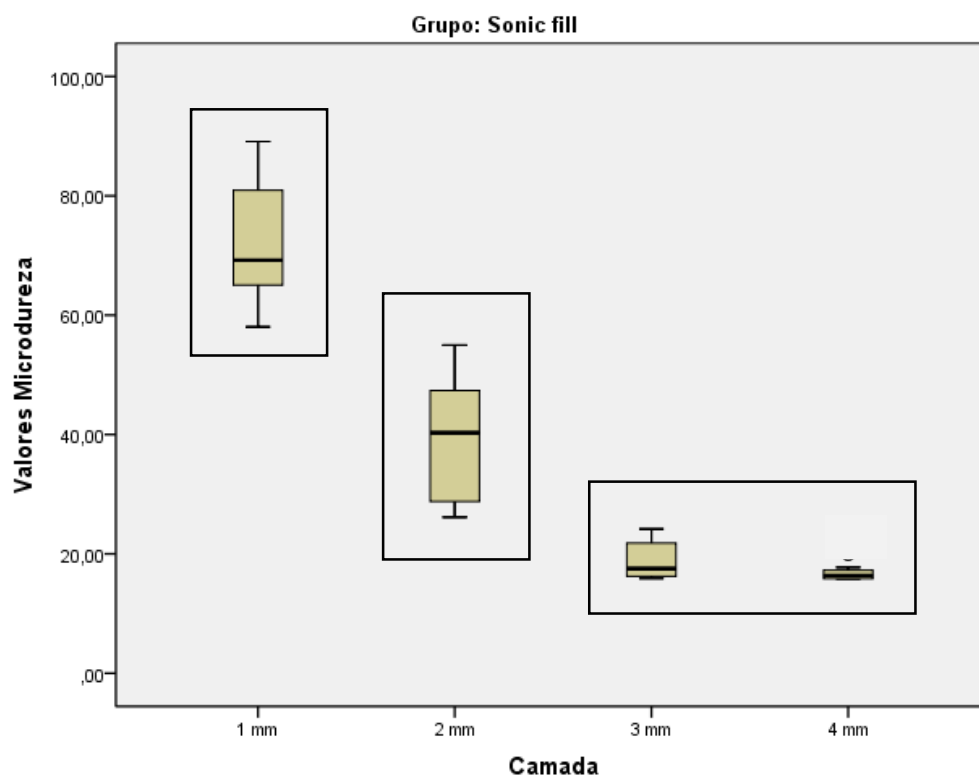


Gráfico 3 - Distribuição dos valores de microdureza do Grupo Sonic Fill. Médias assinaladas com o mesmo retângulo são estatisticamente semelhantes

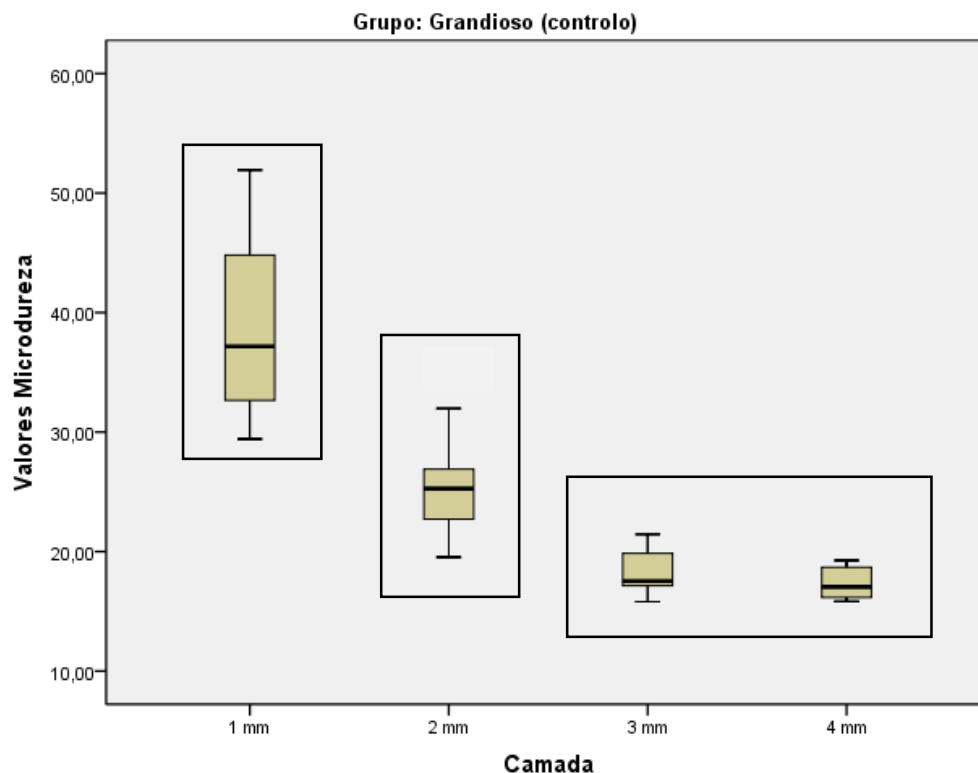


Gráfico 4 - Distribuição dos valores de microdureza do Grupo Grandioso. Médias assinaladas com o mesmo retângulo são estatisticamente semelhantes

7.2. Grau de Conversão

7.2.1. Estatística Descritiva

A tabela 11 representa a estatística descritiva relativa ao grau de conversão. Nela estão representados os valores médios e o desvio padrão de cada um dos grupos experimentais.

Estatística Descritiva					
Grau de Conversão					
Grupo	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
Tetric EvoCeram BulkFill	10	0,31	0,74	0,41 ^a	0,12
Filtek Bulk Fill	10	0,45	0,76	0,59 ^b	0,10
Sonic Fill	10	0,18	0,37	0,24 ^c	0,05
Grandioso	10	0,21	0,40	0,29 ^{a,c}	0,06

Tabela 11 - Grau de Conversão: Médias e desvio padrão dos valores de microdureza. Médias assinaladas com a mesma letra são estatisticamente semelhantes para $p \leq 0,05$

Os resultados obtidos para o grau de conversão foram, por ordem decrescente, $0,59 \pm 0,10$ para o Filtek Bulk Fill, $0,41 \pm 0,12$ para o Tetric EvoCeram BulkFill, $0,29 \pm 0,06$ para o Grandioso, e $0,24 \pm 0,05$ para o Sonic Fill.

Após observação dos dados verifica-se que o grupo experimental com maior grau de conversão é o Filtek Bulk Fill, e o grupo com menor grau de conversão é o Sonic Fill. É ainda possível constatar que nenhum dos grupos apresenta um grau de conversão adequado, uma vez que todos os valores são inferiores a 0.8.

Após determinar a existência de diferenças estatisticamente significativas com o teste ANOVA para um grau de confiança de 95 %, foi utilizado o teste de Scheffé para verificar entre que grupos existiam estas diferenças estatisticamente significativas.

Verifica-se que há diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre o Filtek Bulk Fill e todos os outros grupos, e que há semelhanças estatísticas ($p \geq 0,05$) entre o Tetric EvoCeram BulkFill e o Grandioso, e entre o Sonic Fill e o Grandioso.

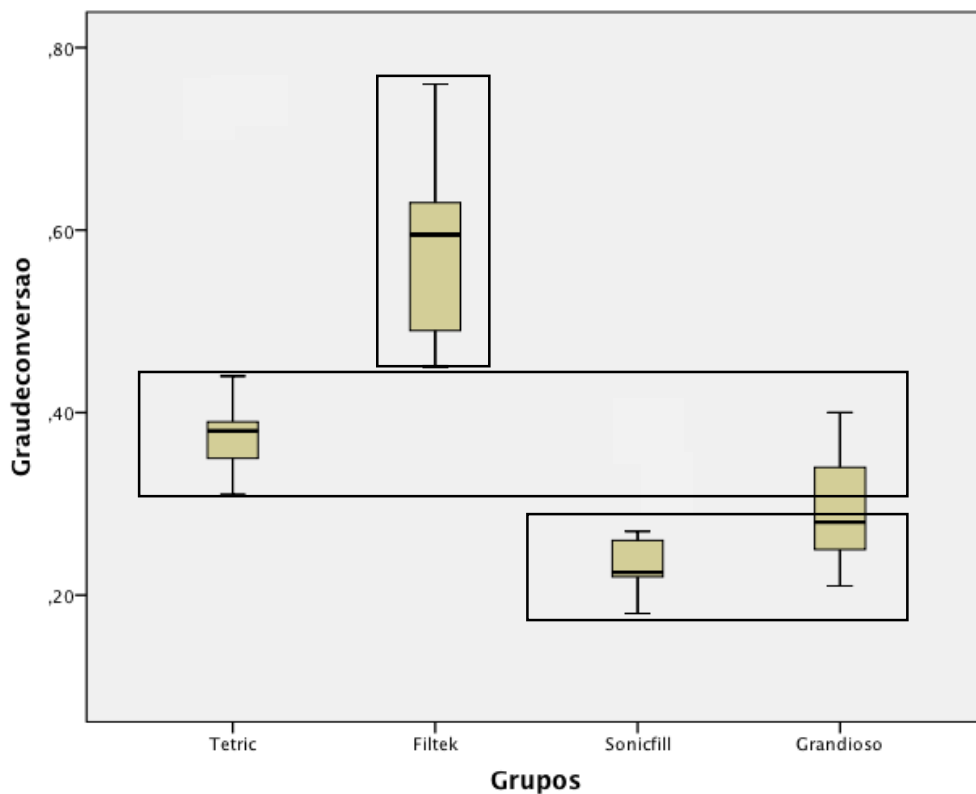


Gráfico 5 - Distribuição dos valores de grau de conversão dos 4 grupos experimentais. Médias assinaladas com o mesmo retângulo são estatisticamente semelhantes

8. Discussão

Desde o aparecimento da primeira resina composta utilizada em Medicina Dentária que se tornaram evidentes os esforços para o melhoramento destes materiais (Beun *et al.*, 2007). As resinas compostas atualmente disponíveis são fotopolimerizadas em incrementos até 2 mm, sendo necessário, em restaurações maiores, múltiplas fotopolimerizações, consumindo muito tempo de consulta (Abbas *et al.*, 2003).

Estudos recentes sugeriram que a implementação de menos incrementos, ou mesmo *bulk-filling*, pode ser igualmente bem-sucedida (Quellet, 1995; Abbas *et al.*, 2003; Sarrett, 2005; Campodonico *et al.*, 2011).

No entanto, preocupações tanto com os resultados, como com a falta de um compósito *Bulk fill* adequado, desencorajou a maioria dos clínicos de implementar tal técnica (Sarrett, 2005).

No presente trabalho, foi testada a microdureza de três compósitos *Bulk fill*: Tetric EvoCeram BulkFill, Filtek Bulk Fill e Sonic Fill, e de um compósito como grupo de controlo: Grandioso. Todos os compósitos são nano-híbridos, à exceção do Filtek Bulk Fill, que é microhíbrido. Foi ainda analisado o grau de conversão, obtido através de um *ratio* de microdureza, para verificar se era obtido um grau de conversão adequado que, segundo a literatura, é considerado quando se obtêm valores iguais ou superiores a 0,8 (Bouschlicher *et al.*, 2004; Hubbezoglu *et al.*, 2007).

Após o trabalho experimental e a análise estatística dos dados foi possível rejeitar tanto a 1ª hipótese nula, como a 2ª, afirmando que a profundidade de polimerização afeta tanto a microdureza, como o grau de conversão.

Muitas técnicas foram desenvolvidas para testar as propriedades mecânicas dos materiais (Pethica *et al.*, 1983; Iijima *et al.*, 2011), especialmente com instrumentos que possam medir continuamente a força e o deslocamento durante a edentação (Newey *et al.*, 1982; Oliver *et al.*, 2004). O teste escolhido, como já referido, foi o teste de microdureza *Knoop*. Esta escolha foi baseada na importância que quer a microdureza, quer o grau de conversão têm nas propriedades mecânicas das resinas compostas e no seu sucesso clínico (Hubbezoglu *et al.* 2007; Moore *et al.*, 2008).

O teste foi realizado *in vitro*, sendo que para que um teste destes possa providenciar informação clínica relevante, as condições em que o mesmo é realizado devem reproduzir o mais possível a aplicação clínica do material (ISO 4049, 2000).

Um exemplo destas condições é o armazenamento em água que foi feito durante pelo menos 24 horas a 37°C, com o objetivo de simular o ambiente intra-oral (Walker *et al.*, 2006).

O compósito que apresenta maior grau de conversão é o Filtek Bulk Fill, não estando, no entanto, dentro dos valores considerados adequados, já referidos nesta discussão. Razões para este facto são apresentadas mais à frente.

A 1ª hipótese nula foi rejeitada, e verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre algumas camadas, representadas nos gráficos 1, 2, 3 e 4.

A diferença estatística entre a média dos valores de microdureza das camadas, e a diminuição da microdureza verificada com o aumento da profundidade da resina composta, podem dever-se à diminuição da intensidade da luz fotopolimerizadora ao longo da profundidade do compósito. Ferracane sugeriu que a dureza é sensível a pequenas mudanças nas ligações cruzadas dos polímeros que são encontradas em áreas de maior conversão (Ferracane, 1985). Outros estudos verificaram que havia diminuição dos valores de microdureza *Knoop* com o aumento da profundidade da amostra (Bouschlicher *et al.*, 2004; Rode *et al.*, 2007). Estes resultados são ainda corroborados por Poskus e colegas, que constataram uma redução significativa na microdureza das camadas cervicais, quando comparadas às oclusais em compósitos *Bulk fill* (Poskus *et al.*, 2004). Isto pode dever-se ao facto de que quando a luz atravessa o material é dispersada, e a eficácia da polimerização nas camadas mais profundas fica comprometida (Poskus *et al.*, 2004; Hubbezoğlu *et al.*, 2007).

Deve ser enfatizado que um valor específico de microdureza não pode ser relacionado com um certo grau de conversão, quando são usadas diferentes formulações de resinas compostas, uma vez que as suas propriedades mecânicas dependem de outros fatores relacionados com a composição das resinas (Poskus *et al.*, 2004). Fatores relacionados com a composição da matriz orgânica, como a presença de TEDGMA, influenciam o grau de conversão atingido. Este componente permite a obtenção de um melhor grau de conversão, e de uma maior taxa a que ele é alcançado (Cramer *et al.*, 2011).

A menor diminuição da microdureza entre camadas, demonstrada por um grau de conversão maior, é verificada no Filtek Bulk Fill, o que pode ser explicado por ser o único compósito microhíbrido em estudo. Este facto é corroborado por Lazarchik e colegas, que concluem que utilizando a técnica *Bulk fill*, os microhíbridos demonstram a menor redução dos valores de microdureza, enquanto os microparticulados apresentam a maior,

e os nanohíbridos um valor de redução intermédio (Lazarchik et al., 2007). Ilie e colegas, sugerem que o aumento do tamanho das partículas de carga, numa quantidade de partículas semelhante, diminui a superfície total de partículas e, consequentemente a interface partículas de carga-matriz. Devido a isto, a dispersão da luz na interface é diminuída, permitindo uma melhor penetração da luz no material e uma maior profundidade de polimerização nas camadas mais profundas das resinas compostas, o que se reflete na microdureza das resinas compostas (Ilie *et al.*, 2013).

A 2ª hipótese nula, relativa ao grau de conversão, também foi rejeitada, tendo-se verificado que o Filtek Bulk Fill apresenta diferenças estatisticamente significativas dos outros grupos, e que há semelhanças estatísticas entre o Tetric EvoCeram BulkFill e o Grandioso, e entre o Sonic Fill e o Grandioso.

Apesar destas diferenças se verificarem entre alguns grupos, o resultado mais importante é que nenhum dos compósitos estudados apresenta um grau de conversão adequado, ou seja, superior a 0.8, quando realizado o *ratio* de microdureza base/topo. Estudos *in vitro* verificaram que uma conversão insuficiente do monómero pode causar reações alérgicas e estimular o crescimento bacteriano junto às margens das restaurações (Carmichael *et al.*, 1997; Hansel *et al.*, 1998). Referem também que o monómero residual pode atuar como plastificante e comprometer as propriedades mecânicas (Lovell *et al.*, 1999; Arikawa *et al.*, 2004). Por este motivo, maior intensidade de energia luminosa, alcançada com o recurso a uma maior duração da exposição e/ou maior intensidade, é muitas vezes utilizada com o intuito de alcançar o maior grau de conversão possível e melhorar a *performance* clínica do material (Arikawa *et al.*, 2004; Calheiros *et al.*, 2004).

Estes resultados podem ser explicados por insuficiência da intensidade da luz polimerizadora, uma vez que, segundo a literatura, o grau de conversão em compósitos fotopolimerizáveis varia com o volume do espécimen, dado que o processo de conversão é dependente da energia luminosa para ativação (Ruyter & Øysaet, 1982; Cook, 1983)

Outra possível explicação para as diferenças relativas ao grau de conversão, verificadas entre os grupos analisados, prende-se com o tamanho das partículas. Nesta hipótese não se pode analisar o grupo Sonic Fill, uma vez que não é disponibilizado pelo fabricante, o tamanho médio das partículas de carga. O valor médio de grau de conversão, como já referido, é de $0,59 \pm 0,10$ para o Filtek Bulk Fill, $0,41 \pm 0,12$ para o Tetric EvoCeram BulkFill, e $0,29 \pm 0,06$ para o Grandioso, sendo que, pela mesma ordem, há uma diminuição do tamanho das partículas. Segundo Li e seus colaboradores, a

diminuição do tamanho das partículas de carga, tem uma influência negativa na profundidade de polimerização (Li *et al.*, 1985), o que corrobora os resultados obtidos. Este facto é também apoiado por Ilie e colegas, que, como já referido, sugerem que o aumento do tamanho das partículas de carga, numa quantidade de partículas semelhante, diminui a superfície total de partículas e a interface partículas de carga-matriz, reduzindo assim a dispersão da luz, e permitindo uma melhor penetração da luz com consequente aumento da profundidade de polimerização (Ilie *et al.*, 2013).

Outro fator a ter em conta para o grau de conversão obtido é a quantidade de partículas de carga presentes na resina composta. Barron e colegas afirmam que a relação entre a conversão do monómero e a quantidade de partículas de carga é inversamente proporcional, uma vez que a transmissão de luz diminui à medida que a quantidade de partículas de carga aumenta (Barron *et al.*, 1992). Este facto verifica-se entre os grupos do Filtek Bulk Fill, do Tetric EvoCeram Bulk Fill e do Grandioso, que quanto maior a quantidade de partículas de carga, menor é o grau de conversão. No grupo do Sonic Fill tal não se verifica, apresentando um baixo conteúdo de partículas de carga, e tendo ainda assim o menor valor de grau de conversão dos quatro grupos. Isto poderá, eventualmente, ser explicado pela composição da resina composta que, como já referido, também influencia o grau de conversão obtido.

Relativamente aos melhores resultados, ainda que insatisfatórios, obtidos pelo Filtek Bulk Fill, sugere-se que possam ser também devidos ao facto de ser um compósito semi-translúcido, o que permite uma melhor transmissão da luz. Esta hipótese é atestada por Ilie e colegas, que sugerem que uma maior translucidez permite uma melhor penetração pela luz nas camadas mais profundas, devido, provavelmente, a diferenças na composição das partículas de carga, uma vez que a translucidez dos materiais dentários é influenciada pelas diferenças nos índices refratários entre as partículas de carga e a matriz (Primus *et al.*, 2002; Lee *et al.*, 2005; Shortall *et al.*, 2008; Azzopardi *et al.*, 2009).

Uma limitação destes estudos, e que pode tornar a comparação entre os mesmos de certo modo subjetiva, é a quantidade de variáveis que existem e que são difíceis de padronizar. São elas a carga e o tempo utilizadas no teste *Knoop*, a humidade, a temperatura, o operador, a quantidade e o tipo de luz, e mesmo as condições laboratoriais (Walker *et al.*, 2006).

Outro fator importante são as limitações quando tentamos extrapolar resultados *in vitro* para refletir a *performance* clínica de um material. Um exemplo disto é, o já

abordado, armazenamento de água durante 24 horas antes do teste de modo a similar as condições intra-orais (Huysmans *et al.*, 1996).

Uma possível modificação a fazer neste estudo para tentar analisar a variação da microdureza e obtenção do grau de conversão, é, por um lado, a utilização de luz polimerizadora de maior intensidade, e por outro, o aumento do tempo de exposição à luz polimerizadora. Com isto, pretende-se analisar se é possível obter um maior grau de conversão e maiores valores de microdureza nos compósitos *Bulk Fill*.

Poderia ainda uniformizar-se o número de resinas compostas representativas de cada grupo, pela utilização do mesmo número de compósitos microhíbridos e nanohíbridos, de forma a se poderem extrapolar as razões apresentadas para as diferenças estatisticamente significativas encontradas entre os grupos.

É de extrema importância o armazenamento destas resinas compostas num recipiente opaco, que não deixe penetrar a luz, uma vez que, se as amostras forem expostas à luz, isto influenciará a sua microdureza e, consequentemente, grau de conversão.

Outra limitação encontrada neste trabalho, foi o reduzido número de estudos relativos à microdureza e grau de conversão de resinas compostas *Bulk Fill*, dificultando a realização de comparações com outros trabalhos, de forma a confirmar os resultados obtidos. Por este motivo, entende-se que são necessários mais estudos acerca destas resinas compostas.

9. Conclusão

As resinas compostas são materiais cuja utilização tem vindo a aumentar desde a sua descoberta. Ao longo dos anos, têm sido introduzidos novos produtos no mercado, os quais visam otimizar os resultados clínicos e facilitar a sua utilização. Alguns destes novos produtos são os compósitos *Bulk Fill*, cujos fabricantes alegam ser eficazes a maiores profundidades de polimerização.

Neste trabalho, analisou-se a microdureza ao longo da profundidade da amostra, e respetivo grau de polimerização, com o objetivo de saber se estes materiais devem ou não ser aplicados clinicamente.

Em relação à análise dos dados obtidos, concluiu-se que há uma diminuição significativa da microdureza do topo para a base das amostras, e que não é obtido um grau de conversão adequado neste tipo de resinas compostas. Apesar de ainda insatisfatório, o Filtek Bulk Fill foi o compósito que obteve um melhor grau de conversão, e o Sonic Fill foi o que obteve um pior grau de conversão, que foram estatisticamente significativos.

Tendo em conta os resultados e a revisão bibliográfica, pode sugerir-se que há influência do tamanho das partículas de carga e da sua percentagem de volume, no grau de conversão e microdureza obtidos. Pode concluir-se também que não ocorre uma polimerização adequada em profundidades de 4 mm, mesmo com a indicação dos fabricantes.

Assim, conclui-se que são necessárias melhorias ao nível das propriedades dos compósitos *Bulk Fill*, na tentativa de alcançar um grau de conversão adequado e valores de microdureza aceitáveis. Não parece ser, assim, aconselhado o uso clínico destes materiais, uma vez que não apresentaram, neste estudo, características que lhes confirmam boas propriedades mecânicas, pelo menos, com a espessura sugerida pelo fabricante

Referências Bibliográficas

1. Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 2003; 31: 437-444
2. Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 11th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co.; 2003
3. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Shinohara N. Bending strength and depth of cure of light-cured composite resins irradiated using filters that simulate enamel. *J Oral Rehabil* 2004;31(1):74–80
4. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 1982; 90(6): 490-496
5. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, Martin N, van Noort R. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater* 2009; 25(12): 1564-1568
6. Barron DJ, Rueggeberg FA, Schuster GS. A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture materials. *Dent Mater* 1992; 8(4): 274-277
7. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(6):687-701
8. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007; 23(1): 51-59
9. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004; 29(6): 698-704
10. Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y, Ballester RY. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dent Mater* 2004; 20(10): 939–946
11. Calheiros F, Daronch M, Rueggeberg F, Braga R. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater* 2008; 24: 1164-1168
12. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc* 2011; 142:1176-1182

13. Carmichael AJ, Gibson JJ, Walls AW. Allergic contact dermatitis to bisphenol-A-glycidyl dimethacrylate (BIS-GMA) dental resin associated with sensitivity to epoxy resin. *Br Dent J* 1997; 183(8):297–298.
14. Chen M, Chen C, Hsu S, Sun S, Su W. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 2006; 22:138–45
15. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010; 89(6): 549-560
16. Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composition: a comparison. *J Am Dent Assoc* 2000; 131(11):1610-1615
17. Cook WD. Cure of resin based restorative materials. II. White Light Photopolymerized Resins. *Aust Dent J* 1983; 28:307-311
18. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* 2011; 90(4):402-416
19. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater* 2009; 25(2): 188-197
20. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil* 1995; 22(1): 43-47
21. Ekworapoj P, Magaraphan R, Martin DC. Heat effect on viscosity and curing of light-cured dental resin and mechanical strength of conventional dental composites. *Journal of Metals, Materials and Minerals*. 2002; 12(1):39-50
22. Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater* 1987; 3:19-25
23. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater* 2012a; 28:1292-1300
24. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater* 2012b; 28: 928-935
25. Ferracane J. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985; 1:11-14
26. Ferracane J. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6:302-318
27. Ferracane J. Resin composite – State of the art. *Dent Mater* 2011; 27: 29-38
28. Fleming G, Awan M, Cooper P, Sloan A. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater* 2008; 24:522–529

29. Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res*, 2008; 87: 367-371
30. Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *J Dent Res* 1998; 77(1):60–67
31. Hubbezogğlu I, Bolayir G, Doğan O, Doğan A, Özer A, Bek B. Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three diferente light sources. *Dent Mater* 2007; 26(6): 845-853
32. Huysmans MC, Vand der Varst PG, Lautenschlager EP, Monaghan P. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. *Dent Mater* 1996; 12(2): 116-120
33. Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Mizoguchi I. Comparisons of nanoindentation, 3-point bending, and tension tests for orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140:65–71
34. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, filler size and silanization. *Dent Mater* 2003; 19: 206-211
35. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011; 56: 59-66
36. Ilie N, Kebler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerization kinetics of bulk-fill resin-based composites. *J Dent* 2013
37. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009; 13:427-438
38. ISO 4049 Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2000
39. Janda R, Roulet J, Latta M, Ru¨ttermann St. The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater* 2006; 22:1103–1108
40. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 642-649
41. Klapdohr S, Moszner N, New inorganic components for dental filling composites, *Monatshefte für Chemie* 2005; 136:21–45
42. Kusgoz A, U¨lker M, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M, Tanriver M. Silorane-based composite? Depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakege in class II cavities. *J Esthet Restor Dent* 2011; 23:324–335

43. Kwon Y, Ferracane J, Lee I. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012; 28: 801-809
44. Lazarchik D, Hammond B, Sikes C, Looney S, Rueggeberg F. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/ occlusally irradiated composite resins, *J Prosthet Dent* 2007; 98:129-140
45. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light-cured composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 304-314
46. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985; 64: 1396-1401
47. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999;78(8): 1469–1476
48. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 315-322
49. Marovic D, Panduric V, Tarle Z, Ristic M, Sariri K et al. Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *Journal of Molecular Structure*. 2012; Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134(10): 1382-90
50. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu T, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent* 2008; 33(4): 408-412
51. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J Nanotechnol* 2004; 1:130–56
52. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001; 26:535–76
53. Newey D, Wilkins MA, Pollock HM. An ultra-low-load penetration hardness tester. *Journal of Physics E: Scientific Instruments* 1982;15:119–22
54. Oliver WC, Pharr GM. Measurement of hardness and elastic modulus by instrumented indentation: advances in understanding and refinements to methodology. *J Mater Res* 2004;19:3–20
55. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee I. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008; 24:1501–1505
56. Pethica JB, Hutchings R, Oliver WC. Hardness measurement at penetration depths as small as 20Nm. *Philosophical Magazine A: Physics of Condensed Matter, Structure, Defects and Mechanical Properties* 1983; 48:593–606

57. Porto I, Aguiar F, Brandt W, Liporoni P. Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 2013
58. Poskus L, Placido E, Cardoso P. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater* 2004; 20:726-732
59. Primus CM, Chu CC, Shelby JE, Buldrini E, Heckle CE. Opalescence of dental porcelain enamels. *Quintessence Int* 2002; 33: 439-449
60. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007; 51(3): 659-75.
61. Quellet D. Considerations and techniques for multiple bulk-fill direct posterior composites. *Compend Contin Educ Dent* 1995; 16:1212-26
62. Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent* 2007; 32(6): 571-578
63. Rodrigues RA, Rebellato C, Bastos R, Santos D, Filho E. Análise da microdureza Knoop de quatro tipos de resina composta através do microdurometro HVS-1000. *J Odont Clin-Cient* 2010; 9: 55-8
64. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to Estimate Monomer Conversion in a Light-cured Composite. *J Dent Res* 1988; 67(6): 932-937
65. Ruyter IE, Øysaet H. Conversion in Different Depths of Ultraviolet and Visible Light Activated Composite Materials, *Acta Odontol Scand* 1982; 40: 179-192
66. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 2005; 21:9-20
67. Schneider LFJ, Consani S, Ogliari F, Correr AB, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent* 2006; 31(4): 489-495
68. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res* 2008; 87: 84-88
69. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000; 12: 300-308
70. Tantjibirojn D, Versluis A, Cheng Y-S, Douglas WH. Fracture toughness and microhardness of a composite: do they correlate? *J Dent* 2003; 31: 89-95
71. Terry D. Direct applications of a nanocomposites resin system. Part 1. The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004; 16(6):417-422

72. Turssi C, Saad J, Duarte S, Rodrigues A. Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent* 2000; 13:136–1388
73. Turssi C, Ferracane J, Serra M. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater* 2005; 21:641–648
74. van Ende A, Munck J, Kirsten L, Landuyt K, Poitevin A, Peumans M, Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2012
75. Walker MP, Haj-Ali R, Wang Y, Hunziker D, Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dent Mater* 2006; 22(11): 1002-1007
76. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21:68–74
77. Wei Y-J, Silikas N, Zhang Z-T, Watts D. Diffusion and current solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption–desorption cycles. *Dent Mater* 2011; 27:197–205
78. Yap AU, Yap SH, Teo CK. Finishing and polishing of composite and compomer restoratives. Effectiveness of one-step systems. *Oper Dent*. 2004a; 29(3):275-279
79. Yap A, Tan C, Chung S. Wear behaviour of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004b; 29:269–274
80. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010; 120(11): 972-986

Anexos

Anexo 1

Microedentações *Knoop*

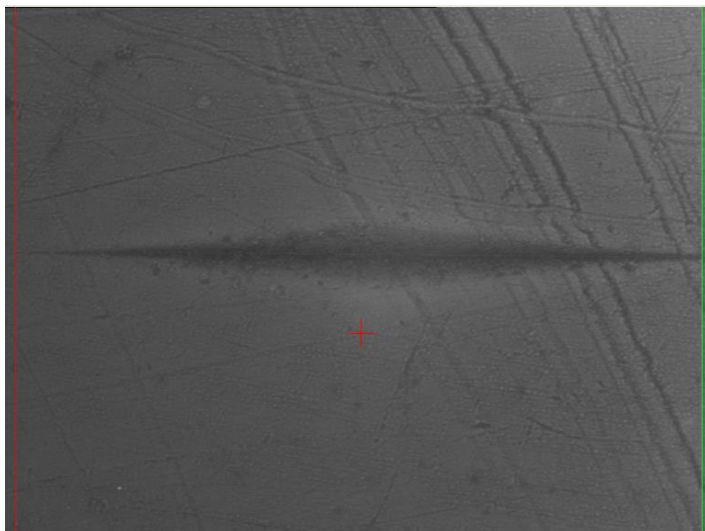


Imagem 20 - Microedentação Filtek Bulk Fill – Base

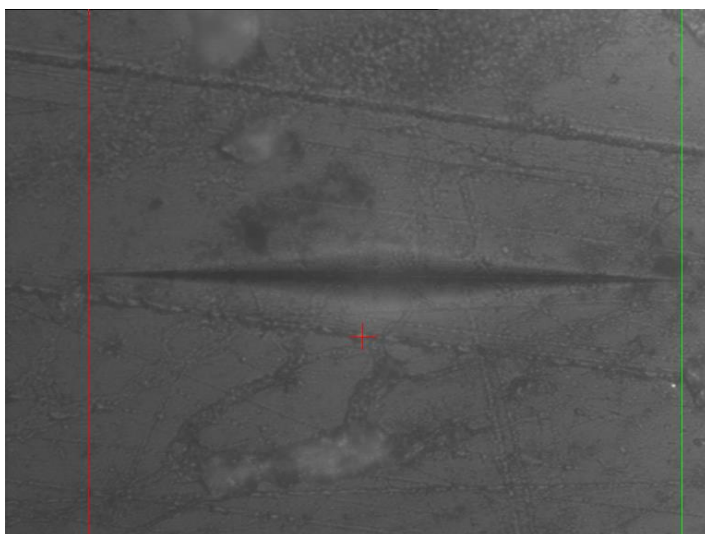


Imagem 11 - Microedentação Filtek Bulk Fill – Topo

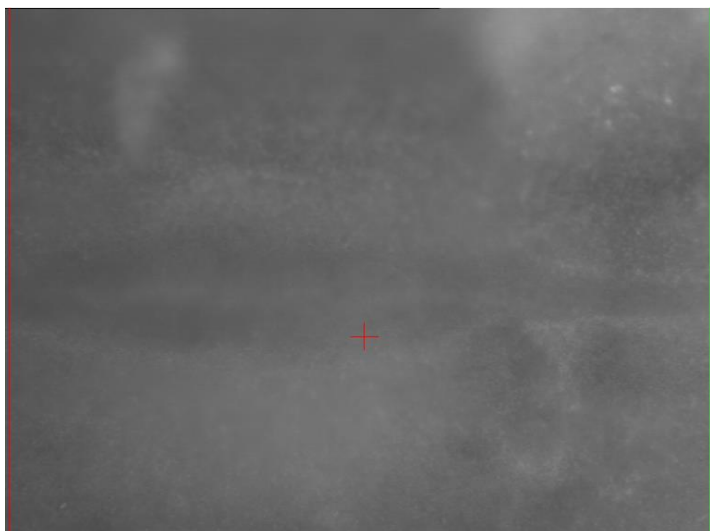


Imagem 12 - Microedentação Grandioso – Base

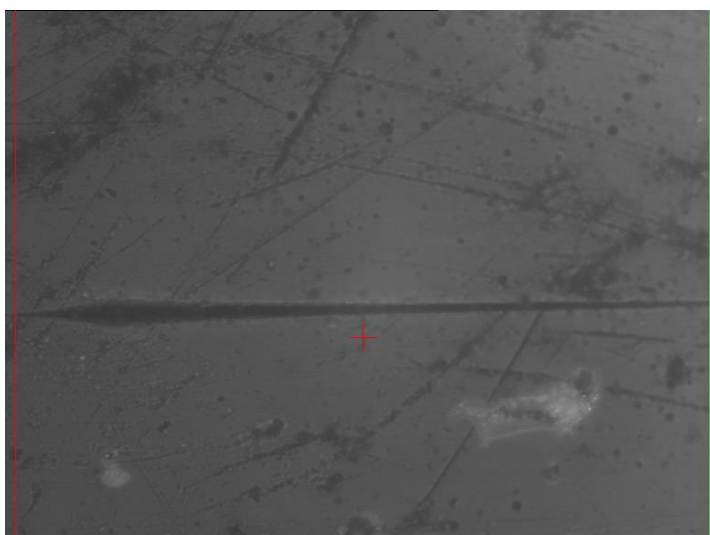


Imagem 13 - Microedentação Grandioso – Topo

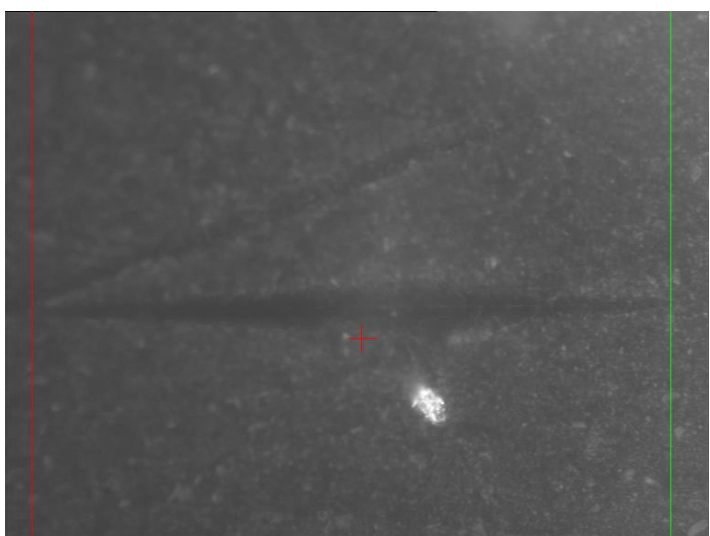


Imagem 14 - Microedentação Sonic Fill – Base

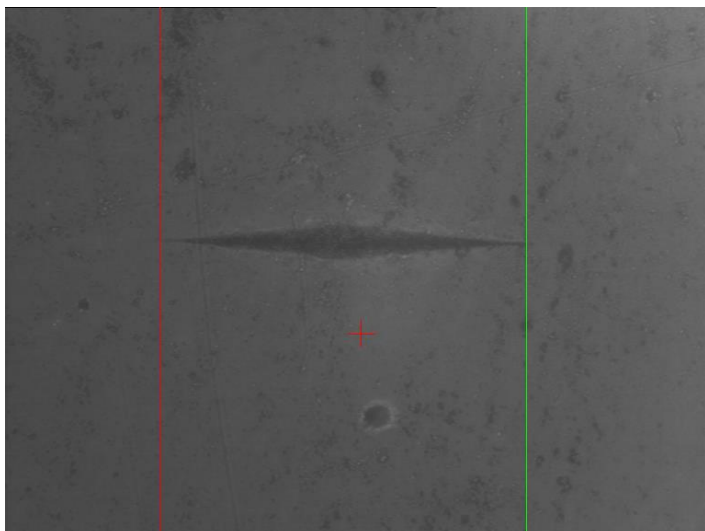


Imagem 15 - Microedentação Sonic Fill – Topo

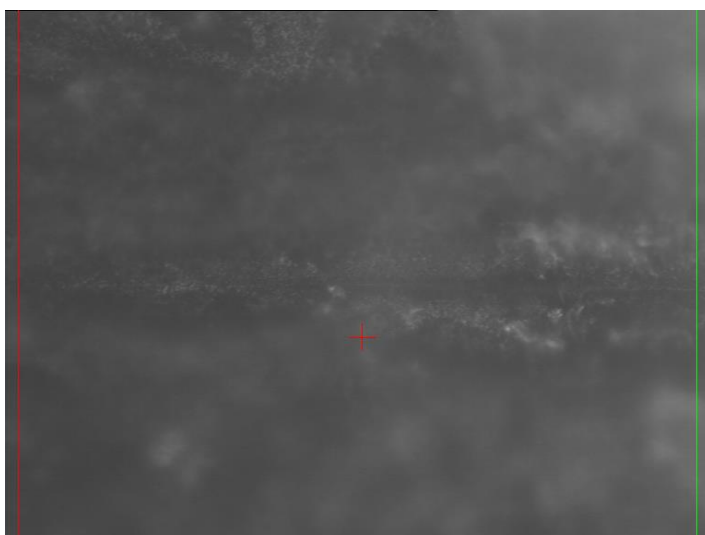


Imagem 16 - Microedentação Tetric EvoCeram BulkFillk – Base

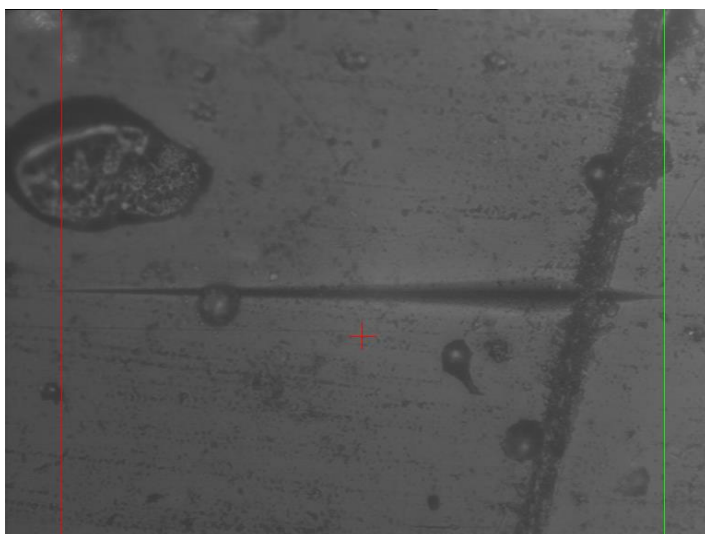


Imagem 17 - Microedentação Tetric EvoCeram BulkFill - Topo

Anexo 2

Instruções do Fabricante – Tetric EvoCeram BulkFill

- 1 – Limpar o dente e escolher a cor
- 2 – Isolar o dente
- 3 – Preparação da cavidade
- 4 – Aplicação de base ou proteção pulpar se necessário
- 5 – Colocação da matriz
- 6 – Colocação do sistema adesivo
- 7 – Aplicação de uma camada de Tetric EvoCeram BulkFill, com a espessura máxima de 4 mm
- 8 – Polimerização com intensidade $\geq 500 \text{ mW/cm}^2 - 20 \text{ s}$
- 9 – Acabamento

Anexo 3

Instruções do Fabricante – Filtek Bulk Fill

- 1 – Limpar o dente
- 2 – Escolher a Cor
- 3 – Isolar o dente
- 4 – Colocar a matriz
- 5 – Aplicação de proteção pulpar, se necessário
- 6 – Aplicação do sistema adesivo
- 7 – Aplicação do compósito, ao remover a tampa da seringa, e pressionando de forma a que o compósito flua, deixando pelo menos 2 mm para a utilização de um compósito posterior
- 8 – Polimerização: Cor U – 4 mm – 550 a 1000 mW/cm² : 20 s
- 9 – Completar a restauração

Anexo 4

Instruções do fabricante – Sonic Fill

- 1 – Selecionar a tonalidade desejada. Se for Classe II, aplicar matriz
- 2 – Confirme se a pressão do ar da unidade dentária é de pelo menos 36 PSI ou 2,5 bar.
- 3 – Posicionar a broca no acoplamento MULTiflex e pressionar firmemente até prender com segurança
- 4 – Remover as tampas protetoras
- 5 – Inserir a cápsula de Unidose® com pressão moderada e girar a Broca SonicFill na ponta na direção horária
- 6 – Utilizando o pedal, ative a broca fora da boca para confirmar que está segura
7. A taxa/velocidade de aplicação é definida no interruptor na base da peça de mão
8. Colocar a ponteira da Unidose® na parte mais profunda da preparação para evitar o aprisionamento de ar
9. Ativar a Broca SonicFill pisando no pedal e preenchendo toda a cavidade (até 5 mm).
10. Definir a anatomia
11. Fotopolimerização: Optilux 501 Modo Regular: 50 s
12. Ajuste da oclusão, acabamento e polimento

Anexo 5

Instruções do Fabricante – Grandioso

- 1 – Limpar o dente
- 2 – Seleção da cor
- 3 – Isolar o dente
- 4 – Preparar a cavidade
- 5 – Aplicação de proteção pulpar se necessário
- 6 – Colocação da matriz
- 7 – Deixar o material atingir a temperatura ambiente
- 8 – Aplicação de adesivo
- 9 – Aplicação do compósito, no máximo 2mm
- 10 – Fotopolimerização: $> 500 \text{ mW/cm}^2$ – cor A2 – 20 s
- 11 – Acabamento